

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# **ZAVRŠNI RAD**

**Ivana Vranić**

Zagreb, 2017. godina

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj

Student:

Ivana Vranić

Zagreb, 2017. godina.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradila samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija, navedenu literaturu i dostupnu opremu Laboratorija za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu.

Zahvaljujem se mentoru, prof.dr.sc. Janošu Kodvanju, i asistentu Frani Pamukoviću, mag.ing.mech. na pruženoj pomoći i stručnom usmjeravanju tijekom izrade završnog rada.

Također, zahvaljujem se svojoj obitelji na pruženoj podršci tijekom dosadašnjeg studija.

Ivana Vranić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
**FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE**



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite  
Povjerenstvo za završne ispite studija strojarstva za smjerove:  
procesno-energetski, konstrukcijski, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur.broj:	

## ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Ivana VRANIĆ**

Mat. br.: 0035195604

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Ispitivanje mehaničkoga ponašanja svinjskih aorti pri jednoosnom statičkom vlačnom opterećenju**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Investigation of the mechanical behaviour of the porcine aorta under uniaxial tensile loading regime**

Opis zadatka:

Bolesti srca i krvnih žila predstavljaju jedan od najvećih medicinskih problema suvremenog svijeta i jedan su od vodećih uzroka smrtnosti u razvijenim zemljama. Kako bi se bolje razumijele posljedice bolesti krvnih žila postoji potreba za provedbom mehaničkih ispitivanja s ciljem određivanja pouzdanih materijalnih svojstava. Kod prekliničkih istraživanja krvnih žila koriste se životinjski modeli. Mnoga istraživanja su provedena na modelima svinjskih žila pošto se pokazalo da su određene fiziološke i anatomske značajke vrlo slične ljudskim žilama.

U radu je potrebno uzorke pripremljene od svježih svinjskih aorti ispitati pri jednoosnom vlačnom opterećenju. Ispitivanja provesti s uzorcima dobivenim iz različitih dijelova aorte.

Tijekom rada potrebno je:

1. Upoznati se s radom statičke kidaice i pripadajućeg upravljačkog programa.
2. Napraviti pregled dosadašnjih istraživanja iz područja ispitivanja mehaničkih svojstava mekih tkiva s naglaskom na krvne žile.
3. Odrediti odziv mehaničkoga ponašanja svinjske aorte uslijed statičkog vlačnog opterećenja.
4. Analizirati rezultate s obzirom na mjesto uzimanja uzorka iz aorte.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

30. studenog 2016.

Rok predaje rada:

1. rok: 24. veljače 2017.  
2. rok (izvanredni): 28. lipnja 2017.  
3. rok: 22. rujna 2017.

Predviđeni datumi obrane:

1. rok: 27.2. - 03.03. 2017.  
2. rok (izvanredni): 30. 06. 2017.  
3. rok: 25.9. - 29. 09. 2017.

Zadatak zadao:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Igor Balen

## SADRŽAJ

SADRŽAJ .....	I
POPIS SLIKA .....	II
POPIS TABLICA.....	III
POPIS OZNAKA .....	IV
SAŽETAK.....	V
SUMMARY .....	VI
1. UVOD.....	1
1.1. Građa mekih tkiva .....	3
1.1.1. Fiziologija i građa aorte .....	4
1.2. Mehaničko ponašanje krvnih žila .....	6
1.3. Eksperimentalno određivanje mehaničkih svojstava .....	9
2. EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE .....	13
2.1. Priprema uzoraka .....	13
2.2. Ispitivanje uzoraka .....	16
3. REZULTATI .....	18
3.1. Ispitivanje uzoraka torakalne aorte .....	18
3.1.1. Torakalne aorte bez predkondicioniranja.....	19
3.1.2. Torakalne aorte s predkondicioniranjem.....	21
3.2. Ispitivanja uzoraka abdominalne aorte .....	22
3.2.1. Abdominalne aorte bez predkondicioniranja .....	23
3.2.2. Abdominalne aorte s predkondicioniranjem .....	25
3.3. Usporedba rezultata.....	26
4. STATISTIČKA OBRADA PODATAKA.....	28
5. ZAKLJUČAK.....	29
LITERATURA.....	30
PRILOZI.....	32

## POPIS SLIKA

Slika 1. Aneurizma abdominalne aorte [2].....	1
Slika 2. Ateroskleroza: a) normalna arterija, b) arterija sužena uslijed bolesti [3] .....	2
Slika 3. Ugradnja prenosnice [7].....	2
Slika 4. Odnos naprezanja i deformacije pri vlačnom ispitivanju [9].....	4
Slika 5. Anatomija aorte [13] .....	5
Slika 6. Građa arterija [14].....	6
Slika 7. Dijagram naprezanje-deformacija za čelik [16].....	8
Slika 8. Odnos naprezanja i deformacije [8] .....	8
Slika 9. Dimenzije uzoraka: a) pravokutni, b) križni, c) kvadratni uzorak [17] .....	10
Slika 10. Postupak određivanja svojstava materijala inverznim modeliranjem [17] .....	11
Slika 11. Usporedba krutosti zečjih i svinjskih aorti [18].....	12
Slika 12. Krivulja naprezanje-deformacija podijeljena u tri dijela [18].....	12
Slika 13. Statička kidalica Messphysik Beta 50-5 .....	13
Slika 14. Svinjske aorte.....	14
Slika 15. Svinjske torakalne i abdominalne aorte .....	14
Slika 16. Izrada uzoraka .....	15
Slika 17. Uzorak svinjske aorte.....	15
Slika 18. Dimenzije ispitnih uzoraka .....	16
Slika 19. Ispitivanje uzoraka: a) početak ispitivanja, b) opterećen uzorak, c) puknuće uzorka .....	17
Slika 20. Dijagram naprezanje-deformacija za torakalne aorte .....	19
Slika 21. Dijagram naprezanje-deformacija za torakalne aorte bez predkondicioniranja.....	20
Slika 22. Dijagram naprezanje-deformacija za torakalne aorte s predkondicioniranjem.....	21
Slika 23. Dijagram naprezanje-deformacija za abdominalne aorte.....	23
Slika 24. Dijagram naprezanje-deformacija za abdominalne aorte bez predkondicioniranja..	24
Slika 25. Dijagram naprezanje-deformacija za abdominalne aorte s predkondicioniranjem...	25

**POPIS TABLICA**

Tablica 1. Plan ispitivanja .....	17
Tablica 2. Vlačna čvrstoća i modul elastičnosti torakalnih aorti bez predkondicioniranja.....	20
Tablica 3. Vlačna čvrstoća i modul elastičnosti torakalnih aorti s predkondicioniranjem .....	22
Tablica 4. Vlačna čvrstoća i modul elastičnosti abdominalnih aorti bez predkondicioniranja	24
Tablica 5. Vlačna čvrstoća i modul elastičnosti abdominalnih aorti s predkondicioniranjem.	26
Tablica 6. Usporedba rezultata torakalnih i abdominalnih uzoraka aorte .....	26
Tablica 7. Usporedba rezultata uzoraka sa i bez predkondicioniranja .....	27

**POPIS OZNAKA**

<b>Oznaka</b>	<b>Jedinica</b>	<b>Opis</b>
$a$	mm	debljina uzorka
$b$	mm	širina uzorka
$E$	$\text{N/mm}^2$	modul elastičnosti
$F$	N	sila
$L_0$	mm	početna duljina uzorka
$\Delta L$	mm	produljenje uzorka
$S_0$	$\text{mm}^2$	početna površina poprečnog presjeka uzorka
$\varepsilon$	-	deformacija
$\sigma$	$\text{N/mm}^2$	naprezanje
$\sigma_M$	$\text{N/mm}^2$	vlačna čvrstoća



## SAŽETAK

Bolesti srca i krvnih žila su među vodećim medicinskim problemima suvremenog svijeta i među glavnim uzročnicima smrtnosti u razvijenim zemljama. Proučavanje krvnih žila uvelike može doprinijeti razumijevanju nastanka, prevencije i liječenja kardiovaskularnih bolesti. Mehanička ispitivanja provode se s ciljem utvrđivanja svojstava materijala krvnih žila, a u tu svrhu najčešće se koriste modeli svinjskih žila zbog anatomskih i hemodinamičkih sličnosti s ljudskim žilama.

U ovom je radu provedeno ispitivanje mehaničkog ponašanja svinjskih aorti pri jednoosnom statičkom vlačnom opterećenju. Uzorci su pripremljeni od svježih svinjskih torakalnih i abdominalnih aorti. Dio uzoraka je prije statičkog vlačnog opterećenja bio podvrgnut predkondicioniranju. Rezultati ispitivanja su pokazali da ne postoji statistički značajna razlika između uzoraka dobivenih iz torakalne i uzoraka dobivenih iz abdominalne aorte. Statistička analiza pokazuje kako postoji značajna razlika u vrijednosti modula elastičnosti između uzoraka koji su podvrgnuti predkondicioniranju i onih koji nisu, odnosno kod uzoraka s predkondicioniranjem manje je rasipanje rezultata. Predkondicioniranje uzoraka nema utjecaja na rezultate vlačne čvrstoće.

Ključne riječi: svinjska aorta, vlačno ispitivanje, mehanička svojstva

## SUMMARY

Heart diseases are among the main medical problems of the modern world and they are among the main causes of mortality in developed countries. The study of blood vessels can greatly contribute to the understanding of the occurrence, prevention and treatment of cardiovascular diseases. Mechanical investigations are conducted to determine the material properties of blood vessels. The model of porcine aorta is commonly used in mechanical investigations because of the anatomical and hemodynamic similarities to humans.

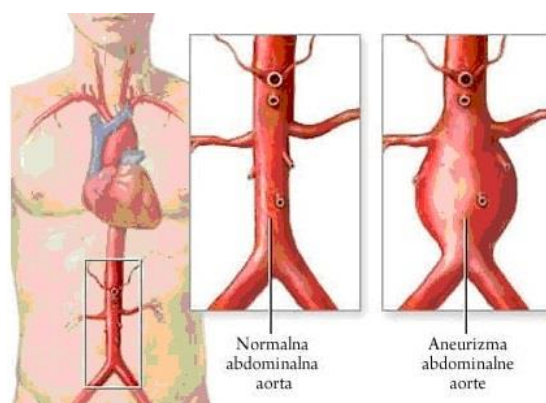
In this study, an investigation into the mechanical behavior of the porcine aorta under the uniaxial tensile loading regime has been carried out. Samples were prepared from fresh porcine thoracic and abdominal aortas. One part of the samples was subjected to preconditioning before the uniaxial tensile loading. The results of investigation show that there is no statistically significant difference between the samples obtained from the thoracic aorta and the samples obtained from the abdominal aorta. The statistical analysis shows that there is a significant difference in the value of the modulus of elasticity between the samples subjected and those which were not subjected to preconditioning. The samples subjected to preconditioning show low dispersion of the results. In addition, the preconditioning of the samples has no effect on the results of the tensile strength.

Key words: porcine aorta, tensile testing, mechanical properties

## 1. UVOD

Bolesti srca i krvnih žila (kardiovaskularne bolesti) glavni su uzročnik smrtnosti u razvijenim zemljama. Kardiovaskularnih bolesti ima mnogo, a kao najzanimljivije za biomehanička istraživanja mogu se navesti aneurizma, ateroskleroza i hipertenzija.

Aneurizma (Slika 1) je naziv za lokalno proširenje krvnih žila. Nastaje na mjestima oštećenja stijenke krvne žile i najčešće zahvaća aortu. Uzrok nastanka nije u potpunosti poznat, iako se najčešće povezuje s aterosklerozom i povećanom krutosti krvnih žila [1].

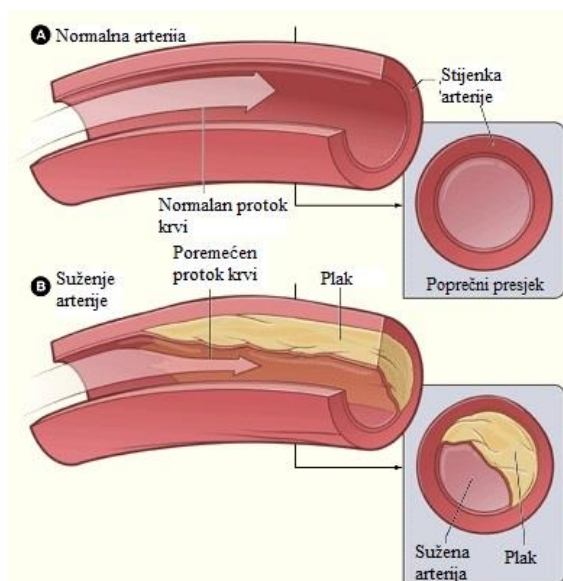


**Slika 1. Aneurizma abdominalne aorte [2]**

Ateroskleroza je bolest koju karakterizira nakupljanje masnih stanica i kalcija na unutrašnjim stijenkama arterija što dovodi do smanjenja unutrašnjeg promjera i povećanja krvnog tlaka (Slika 2). Uglavnom ne izaziva simptome sve dok značajno ne suzi arteriju, što može dovesti i do srčanog ili moždanog udara, ovisno o mjestu nastanka bolesti [1].

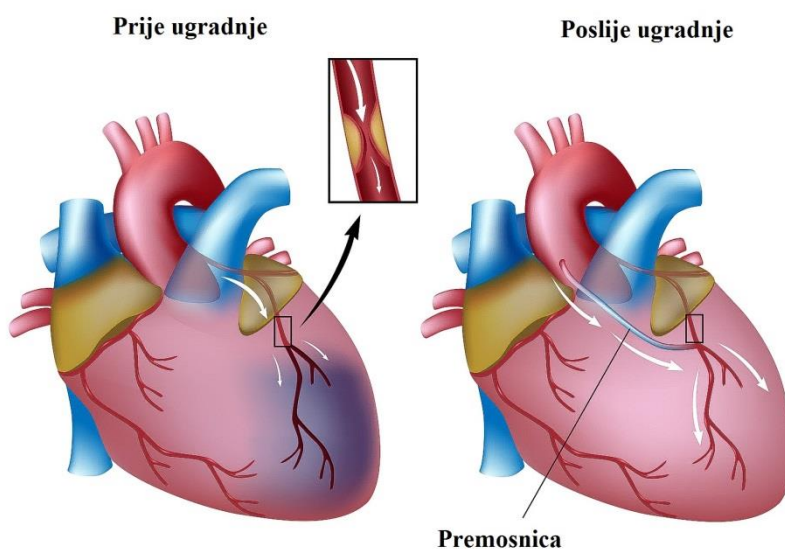
Hipertenzija je definirana kao trajno povišenje krvnog tlaka. Ona ili nema poznate uzročnike, ili je posljedica bolesti endokrinog, živčanog ili mokraćnog sustava. Također je veoma važna bolest zbog toga što predstavlja glavni faktor rizika za ostale bolesti srca i krvožilnog sustava kao što su aneurizma te srčani ili moždani udar [1].

Budući da spomenute bolesti zahvaćaju aortu, njezino proučavanje, kao i proučavanje njezinih mehaničkih svojstava, uvelike može doprinijeti razumijevanju nastanka, prevencije i liječenja bolesti srca i krvnih žila.



**Slika 2. Ateroskleroza: a) normalna arterija, b) arterija sužena uslijed bolesti [3]**

Srčana prenosnica (eng. *bypass*) ugrađuje se kako bi se smanjili simptomi nekih krvožilnih bolesti. Ukoliko bolest uznapreduje i žila se uslijed ateroskleroze suzi ili uslijed aneurizme proširi toliko da krv kroz nju ne može neometano protjecati ugrađuje se prenosnica. Zadaća prenosnice je da omogući krvi da alternativnim putem dođe do srca odnosno da zaobiđe kritični dio žile (Slika 3). Da bi se omogućila dugoročna prohodnost, spriječila intimalna hiperplazija, promjene hemodinamike i neuspješna transplatacija potrebno je da se mehanička svojstva nativne žile pacijenta i žile koja se koristi kao prenosnica što bolje poklope [4, 5, 6], stoga je vrlo važno da se nedvojbeno odrede mehanička svojstva nativne žile pacijenta.



**Slika 3. Ugradnja prenosnice [7]**

Svinjska aorta veoma je popularna u ispitivanjima krvožilnog sustava zbog anatomskih (broj, veličina, raspored) i hemodinamičkih (krvni tlak, brzina otkucaja srca itd.) sličnosti s ljudskim aortama. Model svinjske aorte izuzetno je važan da bi se unaprijedilo znanje o fiziologiji krvožilnog sustava čovjeka [8].

U uvodnom poglavlju ovog rada opisana je građa, funkcija i mehaničko ponašanje krvnih žila te je dan uvid u neka od dosad provedenih eksperimentalnih ispitivanja mehaničkih svojstava krvnih žila. Ispitivanje mehaničkih svojstava svinjske aorte pri jednoosnom statičkom vlačnom opterećenju, priprema uzoraka i provedba ispitivanja opisani su u drugom poglavlju. U trećem poglavlju prikazani su rezultati ispitivanja, dok su u četvrtom poglavlju prikazani rezultati statističke analize rezultata dobivenih statičkim vlačnim pokusom.

### 1.1. Građa mekih tkiva

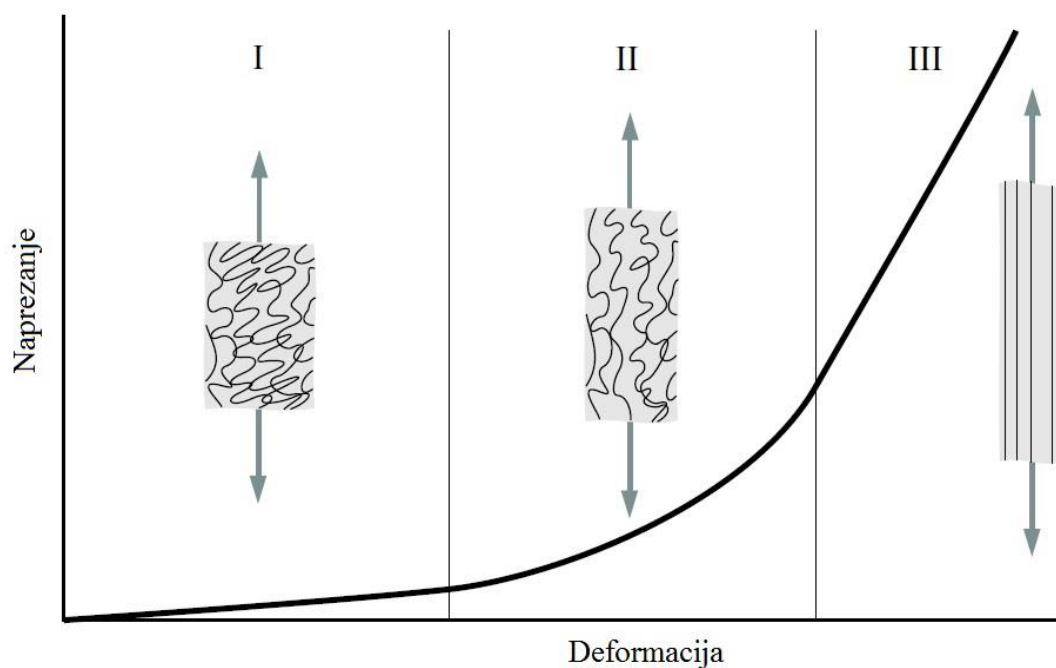
Meka tkiva su tkiva koja grade, vežu, podupiru i štite ljudsko tijelo i organe. U meka tkiva ubrajaju se tetive, ligamenti, krvne žile, koža i sl. Meka vezivna tkiva su kompleksne, vlaknima ojačane kompozitne strukture te je njihovo mehaničko ponašanje uvelike uvjetovano udjelom i rasporedom konstituenata kao što su kolagen, elastin i ostali. Zbog raznolikog rasporeda konstituenata, meka se tkiva ponašaju anizotropno.

Kolagen je protein, komponenta izvanstanične matrice vezivnog tkiva, glavni sastojak krvnih žila, ali i jedan od glavnih sastojaka vezivnih i mekih tkiva općenito. Identificirano je 12 tipova kolagena od kojih je najviše zastupljen kolagen tipa I koji se nalazi u gotovo svakom tkivu [9]. Međumolekularne veze kolagena vezivnim tkivima daju čvrstoću, a funkcija i integritet organa održava se napetošću kolagenih vlakana.

Elastin je, poput kolagena, komponenta izvanstanične matrice vezivnog tkiva. On tkivima i organima omogućava istovremenu čvrstoću i istezljivost, što je posebno važno kod krvnih žila. Krvnim žilama elastin omogućava podatljivost (eng. *compliance*) i akumulaciju srčanog pulsa [10].

Slika 4 prikazuje ponašanje kolagena pri vlačnom ispitivanju mekog tkiva. Krivulja naprezanje-deformacija podijeljena je u 3 glavna dijela. U prvom dijelu kolagen je u neopterećenom stanju i krivulja je približno linearna odnosno tkivo se ponaša približno izotropno. U drugoj fazi kolagena vlakna se izdužuju i orijentiraju u smjeru djelovanja opterećenja, dok su u trećoj fazi približno ravna i orijentirana u smjeru djelovanja opterećenja.

Takva vlakna teško se odupiru opterećenju te tkivo postaje kruto i krivulja ponovno postaje linearna. Poslije treće faze dolazi do pucanja vlakana [9].

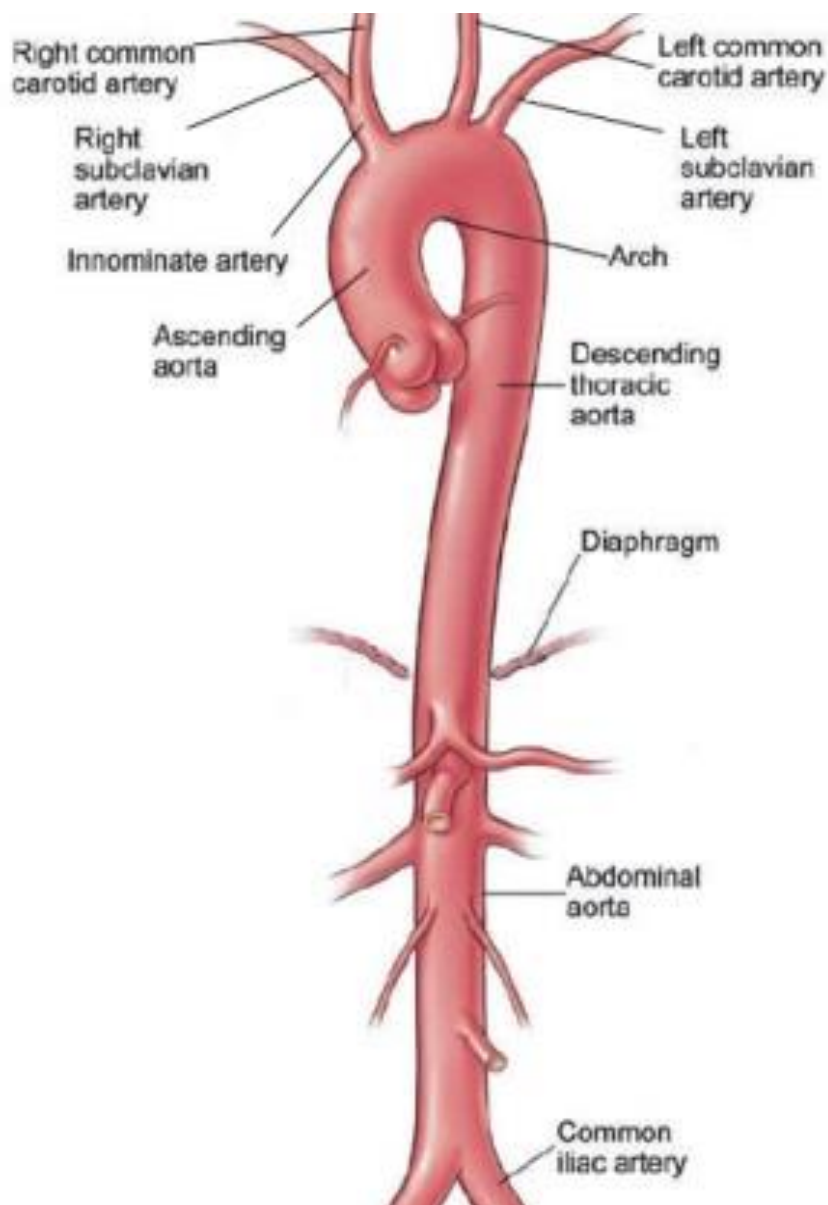


Slika 4. Odnos naprezanja i deformacije pri vlačnom ispitivanju [9]

Svojstva mekih tkiva značajno ovise o godinama, fizikalnim i kemijskim uvjetima kao što su temperatura, tlak, pH itd [11].

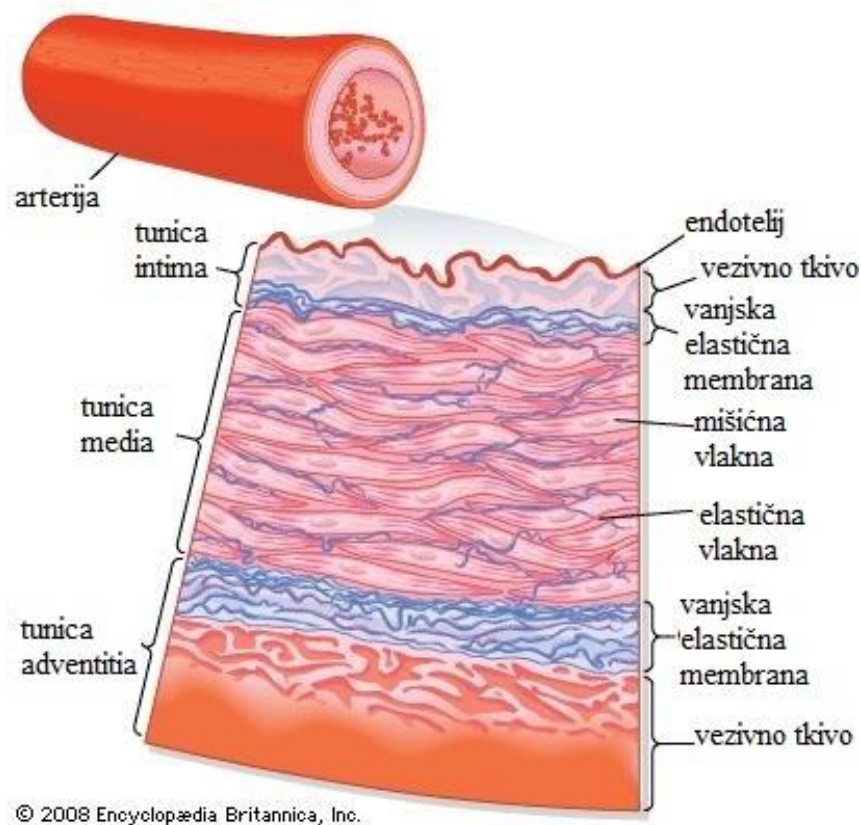
#### 1.1.1. Fiziologija i građa aorte

Arterije su mišićne krvne žile koje odvođaju krv pod visokim tlakom iz srca u tkiva. Aorta (Slika 5) je početna tjelesna te ujedno i najveća arterija. Dobiva krv izravno iz lijeve srčane klijetke preko srčanog zaliska. Budući da srce neprekidno izbacuje krv u aortu, krvni tlak u njoj je visok (približno 100 mmHg), no kako srce krv izbacuje na mahove, arterijski tlak varira između sistoličke (120 mmHg) i dijastoličke razine (80 mmHg). Dok krv teče kroz sistemsku cirkulaciju njezin tlak postupno pada [12].



**Slika 5. Anatomija aorte [13]**

Stijenka aorte građena je, kao i ostale arterije, od tri sloja: *tunica intima*, *tunica media* i *tunica adventitia* (Slika 6). *Tunica intima* najdublji je sloj aorte i u izravnom je doticaju s krvlju, građena je od endotelijalnih stanica. *Tunica media* srednji je sloj aorte, građena je od nekoliko slojeva glatkih mišićnih stanica razdijeljenih kolagenom i elastinom. *Tunica adventitia* građena je od vezivnog tkiva, kolagena i elastina.



Slika 6. Građa arterija [14]

Može se reći da se aorta ponaša kao elastičan rezervoar koji se puni i prazni tijekom kontrakcije srca (Windkesselov efekt), odnosno aorta pretvara pulsirajući tok izazvan cikličkim kontrakcijama srca u kontinuirani tok u venama [8].

## 1.2. Mehaničko ponašanje krvnih žila

Biološka tkiva, baš kao i tehnički materijali, podvrgnuta su zakonima očuvanja mase, energije i gibanja. Jedino što živa, biološka tkiva razlikuje od neživih materijala su specifične konstitutivne relacije. Ispitivanje i procjena mehaničkih svojstava krvnih žila potrebno je zbog boljeg razumijevanja mehanizama nastanka kardiovaskularnih bolesti te eventualne procjene stabilnosti i dugotrajne protočnosti prenosnica. Povećana krutost velikih arterija ukazuje na rane faktore rizika kardiovaskularnih bolesti: ateroskleroze, hipertenzije, dijabetesa, hiperlipidemia i ostalih [8].

Elementi koji grade stijenke arterija položeni su u smjeru zamišljenih linija naprezanja i ukoliko se promijeni mehaničko okruženje tkivo se preoblikuje, što se može primijetiti kod hipertenzije [10]. Mehanička svojstva krvnih žila dobivaju se iz svojstava njihovih gradivnih elemenata: kolagena, elastina i glatkih mišića. Zbog kompleksne heterogene strukture,



stijenke krvnih žila tretiraju se kao anizotropni materijali. Poznato je da mehanička svojstva krvnih žila najviše ovise o njihovom srednjem sloju (*tunica media*) koji je, kao što je prethodno navedeno, heterogena mreža kolagena, elastina i glatkih mišićnih stanica [15]. Istraživanja su pokazala da iako je po građi heterogen, srednji se sloj krvnih žila tijekom mehaničkog opterećenja ponaša približno izotropno i iz tog razloga su stijenke krvnih žila često modelirane kao izotropni materijali [15].

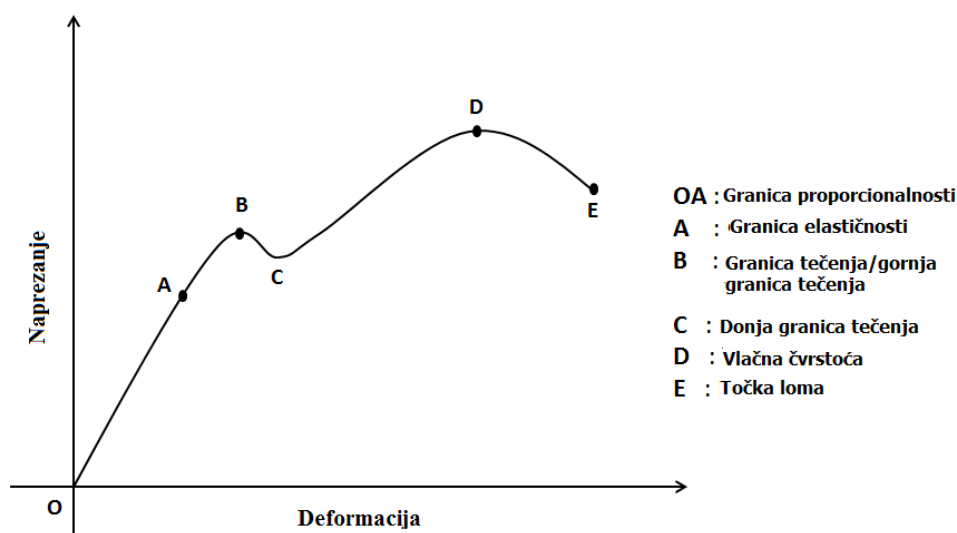
Odnos tlaka i promjera vrlo je važan u kardiovaskularnoj fiziologiji zbog toga što ima ključnu ulogu u protoku krvi kroz krvne žile i organe [8]. Odnos tlak-promjer-duljina (eng. *pressure–diameter-length relation*) može se transformirati u dvoosnu vezu naprezanja i deformacije te na taj način može očuvati prirodu mehaničkog opterećenja što u jednoosnim ispitivanjima nije moguće [8].

Longitudinalna istezljivost raste duž aorte i povećava se s tlakom neovisno o položaju. Globalna istezljivost izračunava se kao omjer totalne duljine aorte na zadanom tlaku s *in vitro* duljinom u neopterećenom stanju. Kako krvožilni tlak raste globalna longitudinalna istezljivost bilježi značajan porast što ukazuje na elongaciju aorte i moguć porast zakrivljenosti [8].

Dijagram naprezanje-deformacija mekih tkiva (Slika 4) značajno se razlikuje od dijagrama poznatog za tehničke materijale (Slika 7). Ukoliko se promatra čelik, dijagram počinje iz ishodišta pravcem koji se naziva Hookeovim pravcem i za koji vrijedi Hookeov zakon

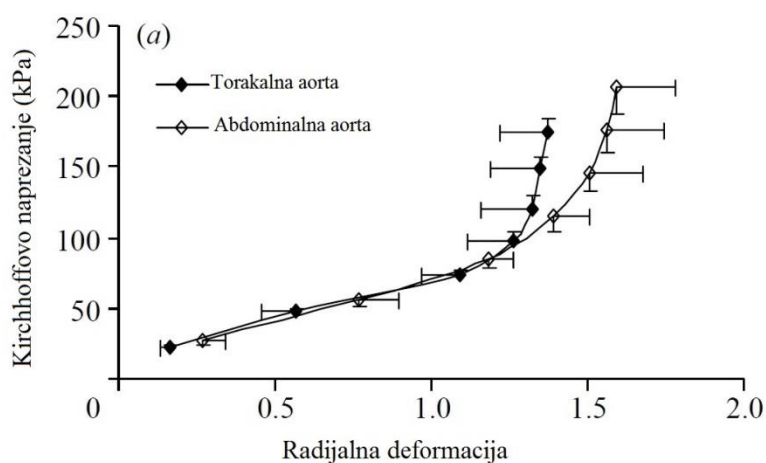
$$\sigma = E \cdot \varepsilon. \quad (1)$$

Svako naprezanje u tom području izaziva samo elastične deformacije koje nakon rasterećenja nestaju. Točka A označava granicu elastičnosti koja predstavlja najviše naprezanje do kojeg se materijal ponaša elastično, točka B označava granicu tečenja odnosno naprezanje kod kojega se epruveta počinje produljivati bez povećanja naprezanja. Za daljnje deformiranje potrebno je povećanje naprezanja, no više ne postoji linearna ovisnost naprezanja i deformacije. U točki D naprezanje dostiže svoju maksimalnu vrijednost, pri ovom naprezanju epruveta još nije slomljena no izraženo je suženje njezina poprečnog presjeka. Nakon što dostigne svoju maksimalnu vrijednost, naprezanje opada i u točki E dolazi do loma epruvete.



Slika 7. Dijagram naprezanje-deformacija za čelik [16]

Naprezanje i deformacija neposredno su povezani s funkcijom, rastom i pregradnjom tkiva stoga je bitno temeljito poznavati stanje naprezanja i deformacija u pojedinom tkivu. Odnos naprezanja i deformacije za torakalnu i abdominalnu aortu prikazan je na slici 8. Iz dijagrama je vidljivo kako je odnos naprezanja i deformacije linearan do 120 mmHg, što ujedno predstavlja zonu fizioloških naprezanja, dok je iznad te vrijednosti odnos nelinearan. Zanimljivo je primijetiti kako je odnos naprezanje–deformacija gotovo jednak ispod vrijednosti od 120 mmHg, dok iznad te vrijednosti abdominalna aorta ima značajno veće vrijednosti naprezanja i deformacije od torakalne. Uzrok tome može biti činjenica da abdominalna aorta ima više račvanja i manje je poduprta okolnim tkivom. Iz ovog opažanja moguće je povezati veće vrijednosti naprezanja i deformacije s rizikom od nastanka bolesti abdominalne aorte pri hipertenziji [8].



Slika 8. Odnos naprezanja i deformacije [8]

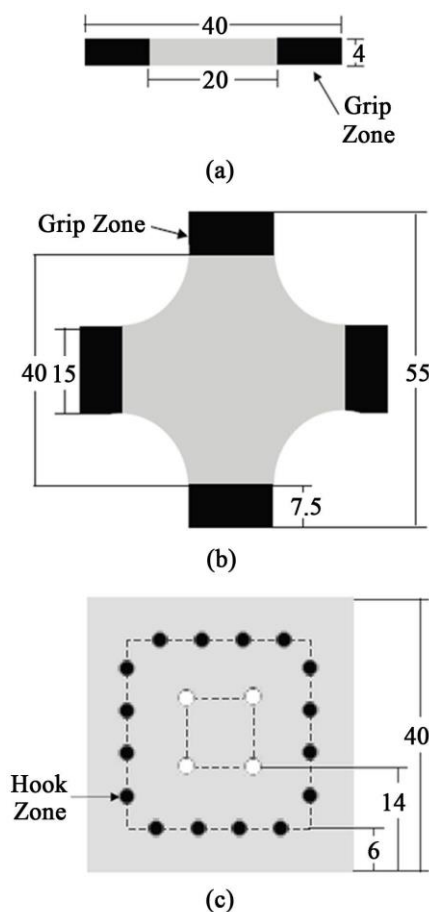
Modul elastičnosti predstavlja mjeru krutosti materijala. Za linearan dio dijagrama naprezanje-deformacija definiran je kao nagib krivulje. Kada su u pitanju aorte, u radijalnom smjeru moduli elastičnosti imaju različite vrijednosti dok su u longitudinalnom smjeru vrijednosti približno konstantne [8].

Podatljivost (eng. *compliance*) je inverzna vrijednost modula elastičnosti. Definirana je kao omjer prirasta volumena i prirasta tlaka. Utvrđeno je da podatljivost abdominalne aorte iznosi samo 15% od podatljivosti torakalne aorte što ukazuje da proksimalna aorta (najbliža srcu) ima najveću podatljivost, a podatljivost opada prema distalnoj aorti što je u skladu s Windkesselovim efektom. Može se procijeniti stupanj akumulacije koji aorta pruža prilikom svake kontrakcije. Jačina udara može se odrediti kao količnik udarnog volumena jednog pulsa i broja otkucaja srca dok se promjena volumena u aorti tijekom svakog ciklusa procjenjuje iz umnoška podatljivosti i tlaka pulsa. Tako je utvrđeno da svinjska aorta akumulira dvije trećine krvi koja se pumpa u jednom udaru [8].

### 1.3. Eksperimentalno određivanje mehaničkih svojstava

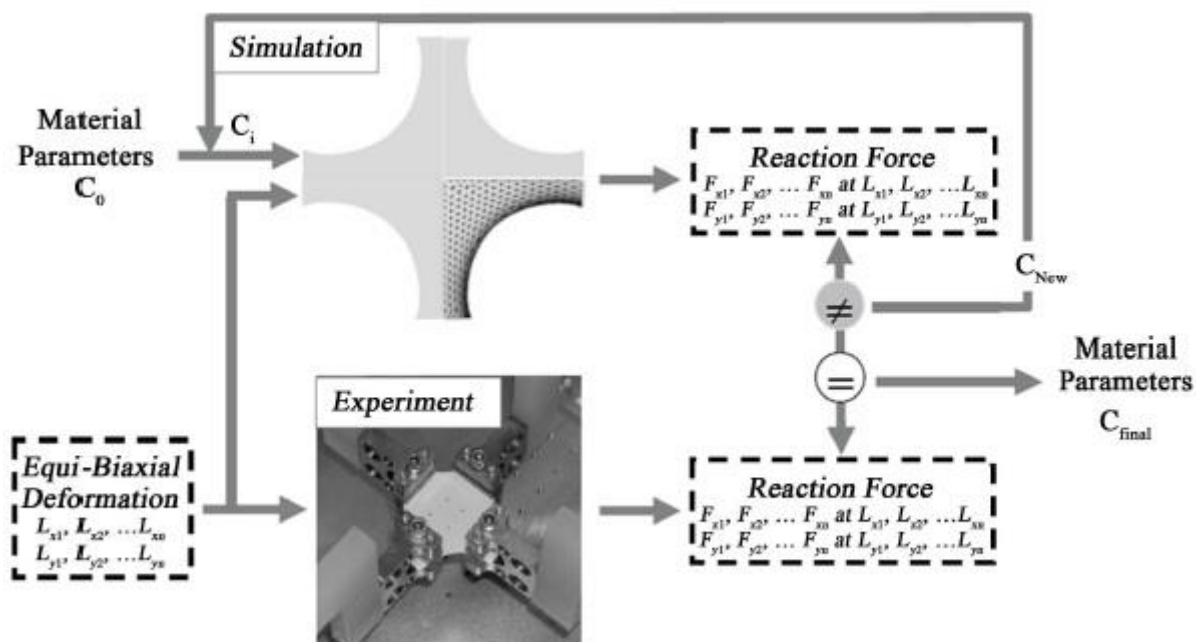
Zbog poteškoća koje postoje kod ispitivanja arterija *in vivo*, uobičajena su mehanička ispitivanja *in vitro*. Za utvrđivanje svojstava anizotropnih materijala najčešće se koriste jednoosni i dvoosni testovi [17]. Prema Sanit-Venanovom principu raspodjela naprezanja je jednolika na dovoljnoj udaljenosti od mjesta djelovanja opterećenja, zbog toga se deformacije mjere dalje od tih mjesta. Koncentracija naprezanja pojavljuje se u blizini mjesta djelovanja opterećenja, a kod ispitivanja aorti jednoosnim i dvoosnim testovima to je na rubovima uzoraka, gdje su uzorci učvršćeni u prihvataima.

J.O.V. Delgradillo i suradnici [17] za ispitivanje su koristili svinjske torakalne aorte koje su rezali u 3 različita oblika: pravokutni, kvadratni i križni. Pravokutne uzorke ispitivali su jednoosno dok su kvadratni i križni ispitani dvoosno. Oblik i dimenzije uzoraka, kao i način prihvata na stroj, prikazani su na slici 9.



**Slika 9. Dimenzije uzoraka: a) pravokutni, b) križni, c) kvadratni uzorak [17]**

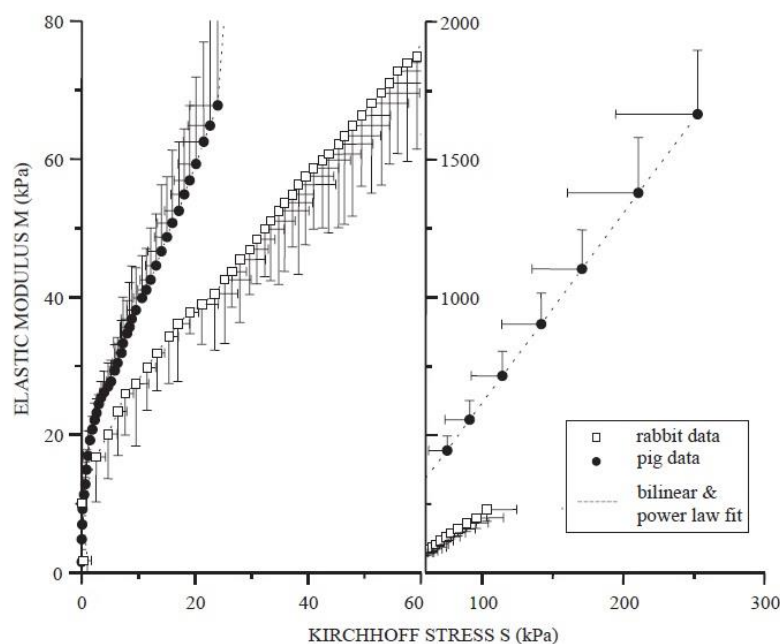
Inveržno modeliranje metodom konačnih elemenata korišteno je kako bi se podesili parametri modela. Iako je pokazano da se torakalna aorta ponaša anizotropno, za potrebe inverznog modeliranja aorta je modelirana pomoću izotropnih konstitutivnih modela. Model se koristi za predviđanje reaktivnih sila na rubovima, a kao ulazni parametri modela pretpostavljaju se svojstva materijala. Vrijednosti dobivene simulacijom uspoređuju se s vrijednostima dobivenim eksperimentalno. Ukoliko se simulirane i eksperimentalno dobivene vrijednosti ne podudaraju, optimiziraju se ulazna svojstva materijala sve dok se simulirane i eksperimentalno dobivene vrijednosti ne izjednače. Korištenje inverznog modeliranja u postupku određivanja svojstava materijala prikazano je na slici 10.



Slika 10. Postupak određivanja svojstava materijala inverznim modeliranjem [17]

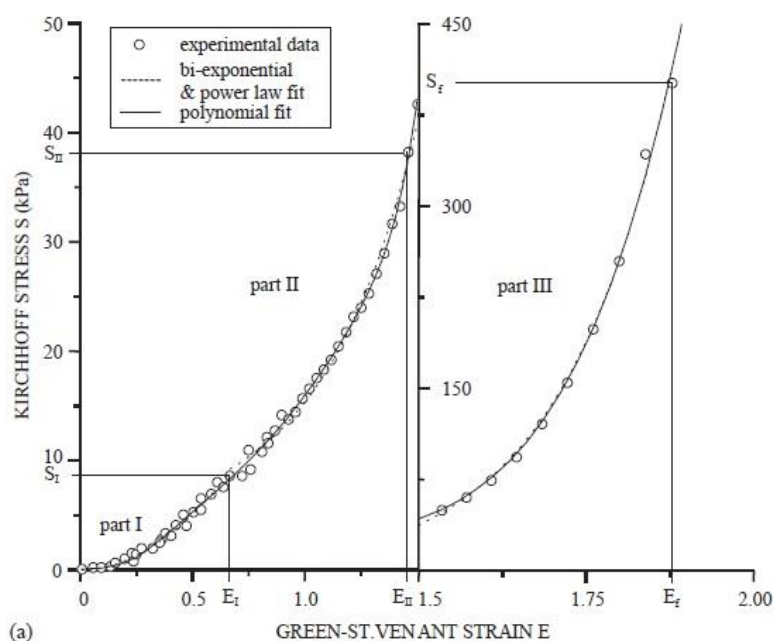
Iz dobivenih rezultata uočeno je da sva 3 tipa uzoraka pokazuju nelinearno ponašanje i razlike među uzorcima su minimalne. Također, uočeno je da su pravokutni i kvadratni uzorci krući u radialnom smjeru dok kod križnih uzoraka nije uočena razlika ovisno o smjeru ispitivanja. Nominalna istezljivost veća je kod križnih uzoraka nego kod kvadratnih. Uočeno je izvrsno poklapanje eksperimentalnih i rezultata dobivenih inverznim modeliranjem kod pravokutnih uzoraka ispitanih jednoosno, dok poklapanje kod kvadratnih i križnih uzoraka baš i nije najbolje, osobito kod većih vrijednosti istezanja [17].

D.P. Sokolis i suradnici [18] ispitivali su abdominalne aorte svinja i zečeva kako bi procijenili odnos naprezanja i deformacije pri jednoosnom vlačnom opterećenju. Pomoću mjerenih parametara kao što su početna duljina, širina i debljina uzoraka te aksijalna sila i produljenje formirane su jednodimenzijske konstitutivne jednadžbe. Analizom rezultata utvrđeno je kako su svinjske i zečje aorte približno jednako krute uslijed niskog i fiziološkog naprezanja, dok su kod većih naprezanja svinjske aorte znatno kruće (Slika 11).



**Slika 11. Usporedba krutosti zečjih i svinjskih aorti [18]**

D.P. Sokolis i suradnici uočili su kako se kod aorte s povećanjem deformacije povećava i krutost. Također, primijetili su kako je krivulju naprežanje-deformacija moguće podijeliti u tri dijela (Slika 12), ovisno o naprežanjima. Tako u prvom dijelu prevladavaju niska naprežanja zbog rastezanja elastičnih vlakana, dok u drugom i trećem dijelu vladaju visoka naprežanja zbog toga što se valovita vlakna kolagena rastvaraju u smjeru opterećenja te se tako odupiru narinutom istezanju [18].



**Slika 12. Krivulja naprežanje-deformacija podijeljena u tri dijela [18]**

## 2. EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE

U sklopu ovog rada provedeno je jednoosno statičko vlačno ispitivanje svježih uzoraka svinjskih aorti. Ispitivanje je provedeno u Laboratoriju za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Za ispitivanje je korištena statička kidalica Beta 50-5 proizvođača Messphysik, Austrija (Slika 13). Kidalica je pogonjena elektromotorom te postiže maksimalnu silu od 50 kN. Tijekom ispitivanja kidalicom se upravlja s upravljačkom jedinicom EDC25 (Doli Elektronik GmbH, Njemačka).



Slika 13. Statička kidalica Messphysik Beta 50-5

U sklopu rada ispitan je veći broj uzoraka dobivenih iz torakalnog i abdominalnog dijela aorte kako bi se utvrdile eventualne razlike u svojstvima ovisno o mjestu uzimanja uzorka.

### 2.1. Priprema uzoraka

Svinjske aorte (Slika 14) zaprimljene su bez pripadajućih arterija. Uzorci su dobavljeni iz klaonice PIK Vrbovec. U radu su ispitivane torakalne i abdominalne aorte, a uzlazna aorta odmah je uklonjena (Slika 15).



**Slika 14. Svinjske aorte**

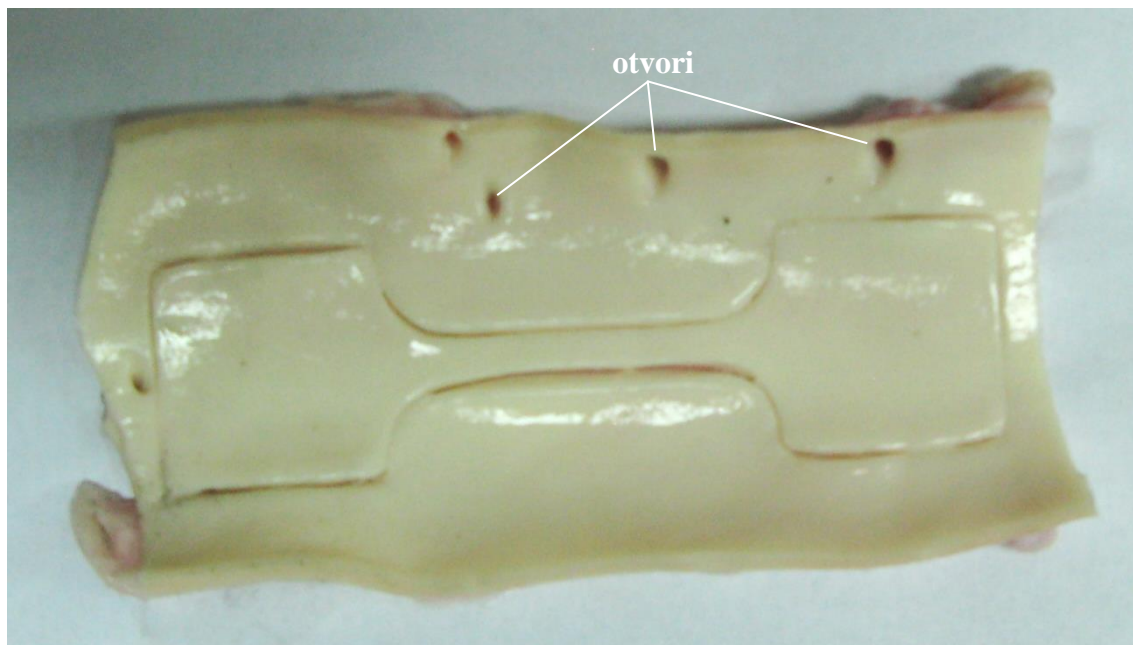


**Slika 15. Svinjske torakalne i abdominalne aorte**

Priprema uzoraka, posebno u biomehaničkim ispitivanjima, zahtijeva veliku pažnju. Neadekvatan pristup pripremi uzoraka, posebno kada je u pitanju meko biološko tkivo, može rezultirati oštećenjem uzoraka i neupotrebljivim ispitnim rezultatima. Prvo je potrebno



pažljivo ukloniti zaostale komade masnog tkiva pri čemu se ne smije oštetiti sama aorta, a zatim je potrebno uzdužno je prerezati i pomoću kalupa izrezati odgovarajući uzorak. Na taj se način iz svake aorte dobiva po jedan torakalni i jedan abdominalni uzorak jednakih dimenzija. Pri izradi uzoraka potrebno je obratiti pozornost da kalup ne zahvati otvore (Slika 16) kako bi struktura uzorka bila jednolična (Slika 17). U slučaju da se otvor zahvati kalupom, u uzorcima bi se na tom mjestu pojavila koncentracija naprezanja, čime bi rezultati ispitivanja bili nerealni.

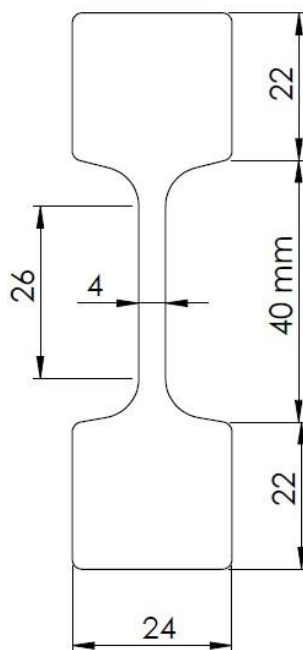


**Slika 16. Izrada uzoraka**



**Slika 17. Uzorak svinjske aorte**

Neposredno nakon izrade, svaki uzorak uronjen je u fiziološku otopinu kako bi se održala prirodna vlažnost tkiva i postigli što bolji rezultati ispitivanja. Dimenzije uzoraka prikazane su na slici 18.



**Slika 18. Dimenzije ispitnih uzoraka**

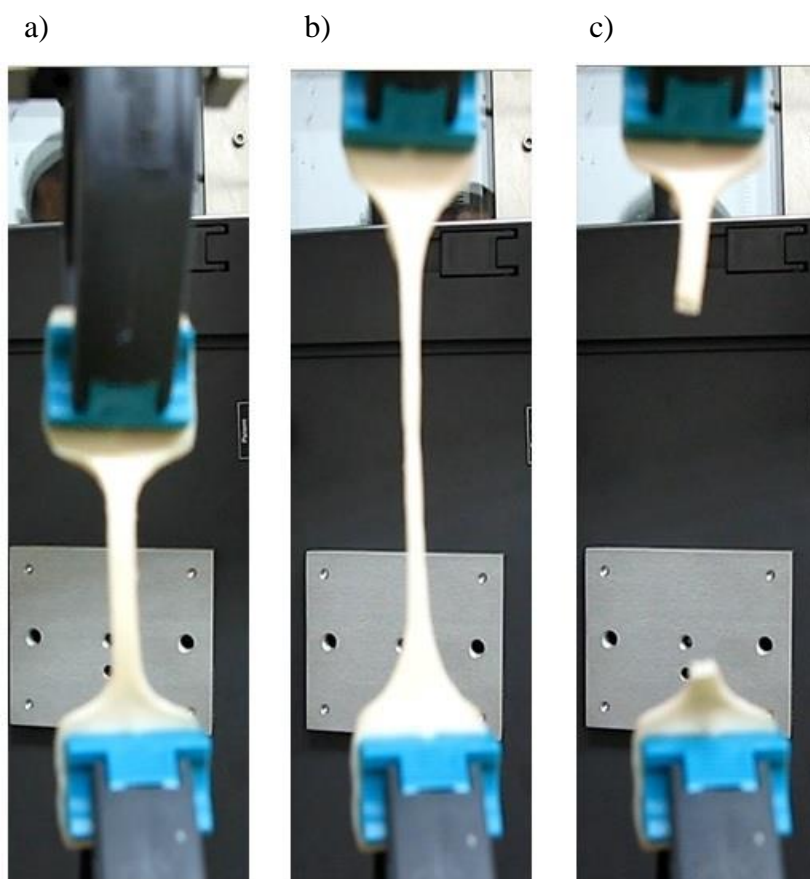
Svakom uzorku izmjerena je debljina kako bi se poslije dobiveni rezultati mogli adekvatno usporediti.

## **2.2. Ispitivanje uzoraka**

Za ispitivanje mehaničkih svojstava statičkim vlačnim pokusom pripremljeno je ukupno 24 abdominalnih i 26 torakalnih uzoraka. Nakon što su uzorci pripremljeni kako je opisano u prethodnom poglavlju, postavljeni su u čeljusti kidalice kako je prikazano na slici 19 a.

Tijekom ispitivanja donja čeljust je nepomična, a opterećivanje uzoraka postiže se pomicanjem gornje čeljusti. Uzorci su ispitivani na dva načina: jedan dio uzoraka je prije statičkog vlačnog ispitivanja bio podvrgnut cikličkom predopterećenju, predkondicioniranju (eng. *preconditioning*), a drugi nije. Predkondicioniranje je korišteno da se ublaži viskoelastično ponašanje i stabiliziraju uzorci kako bi bilo što manje rasipanja rezultata [18]. Uzorci su predopterećeni cikličkim opterećenjem koje se sastoji od produljivanja uzorka za 4 mm i rasterećenja. Maksimalni pomak je unaprijed zadan i iznosi 10% početne duljine uzorka, odnosno 4 mm. Opterećenje i rasterećenje vršilo se konstantnom brzinom od 5

mm/min. Nakon 10 ciklusa predopterećenja, uzorci su testirani tako što se gornja čeljust gibala konstantnom brzinom od 10 mm/min te razvlačila uzorak sve do puknuća (Slika 19 b i c). Tijekom ispitivanja mjerena je sila i vertikalni pomak gornje čeljusti kidalice. Mjereni podaci, sila i vertikalni pomak, cijelo vrijeme su prikazivani na ekranu računala u obliku dijagrama. Svi dobiveni podaci pohranjeni su na računalu. Plan ispitivanja prikazan je u tablici 1.



**Slika 19. Ispitivanje uzoraka: a) početak ispitivanja, b) opterećen uzorak, c) puknuće uzorka**

**Tablica 1. Plan ispitivanja**

Aorta	Vrsta ispitivanja	Broj uzoraka
Abdominalna	Bez predkondicioniranja	10
	S predkondicioniranjem	14
Torakalna	Bez predkondicioniranja	11
	S predkondicioniranjem	15

### 3. REZULTATI

Nakon ispitivanja uzoraka na kidalici slijedi obrada izmjerenih podataka. Pomoću mjerenih podataka, sile i pomaka, dobiveni su ostali podaci: naprezanje, deformacija, modul elastičnosti i vlačna čvrstoća. Naprezanje je dobiveno tako da je sila podijeljena s početnom površinom poprečnog presjeka uzorka

$$\sigma = \frac{F}{S_0}, \quad (2)$$

$$S_0 = a \cdot b \quad (3)$$

gdje  $a$  predstavlja debljinu, a  $b$  širinu uzorka. Debljina uzoraka mjerena je prije ispitivanja i ovisna je o debljini stijenke aorte, dok je širina uzorka zbog korištenja kalupa za izrezivanje jednaka i iznosi 4 mm.

Deformacija se u ovom slučaju izračunava tako da se produljenje  $\Delta L$  podijeli s početnom duljinom uzorka  $L_0$  budući da je praćeno samo uzdužno produljenje uzorka

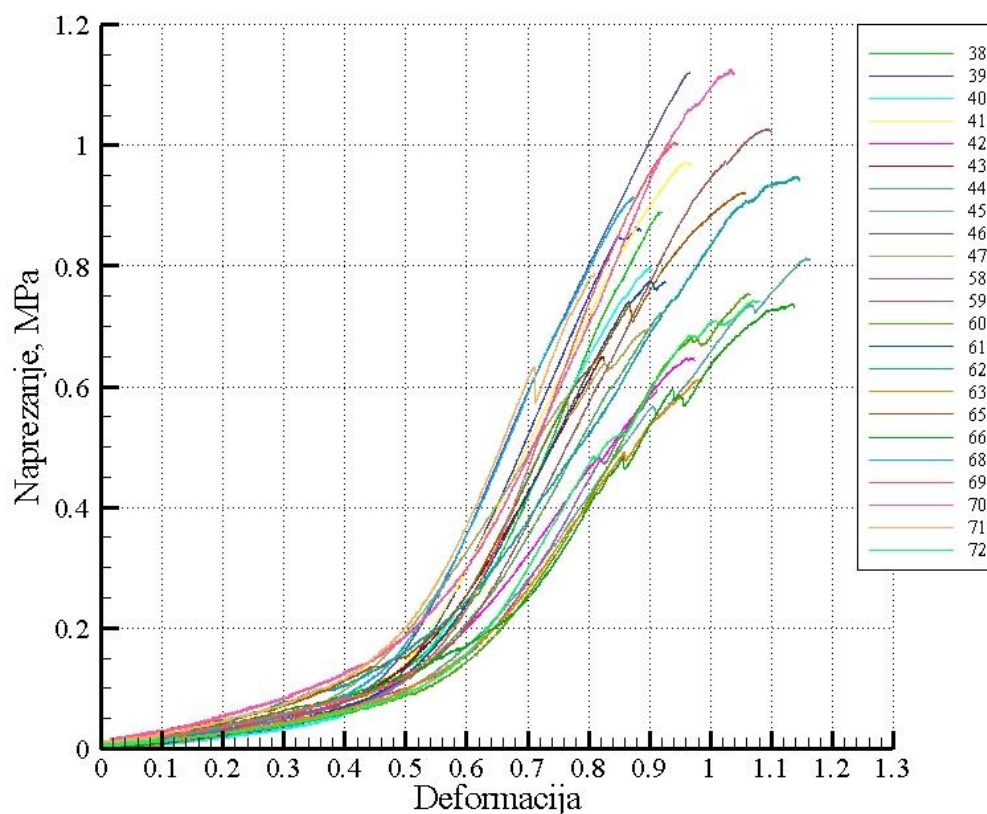
$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}. \quad (4)$$

Početna duljina  $L_0$  iznosi 40 mm i jednaka je za sve uzorke, a produljenje je jednako pomaku gornje čeljusti kidalice.

#### 3.1. Ispitivanje uzoraka torakalne aorte

Rezultati statičkog vlačnog pokusa s torakalnim aortama sa i bez predkondicioniranja prikazani su na slici 20. Iz dijagrama se može uočiti slično ponašanje uzoraka kao i u prethodnim istraživanjima [9, 18], gdje je uočeno da se krivulja može podijeliti na tri dijela (Slika 4, Slika 12). U prvom dijelu su deformacije izraženije promjenom opterećenja, dok u drugom i trećem dijelu uzorak postaje krući.

Modul elastičnosti definiran je kao nagib linearnog dijela krivulje naprezanje-deformacija. U prvom dijelu nagib tangente na krivulju je približno jednak, što znači da je u tom dijelu modul elastičnosti približno jednak za sve uzorke, dok u drugom i trećem dijelu postoji značajnija razlika u nagibima tangente na krivulje što ukazuje na veće razlike u vrijednostima modula elastičnosti pojedinog uzorka.

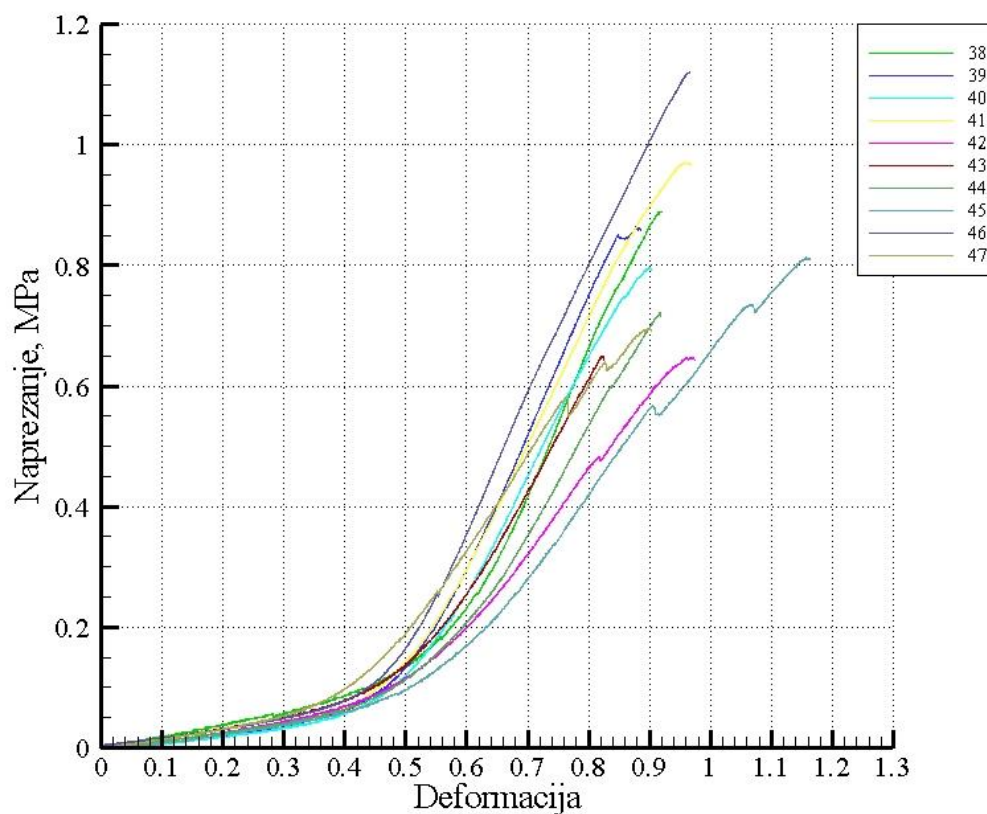


**Slika 20. Dijagram naprežanje-deformacija za torakalne aorte**

### **3.1.1. Torakalne aorte bez predkondicioniranja**

Prethodni dijagram obuhvaća sve torakalne aorte, dok dijagram na slici 21 prikazuje samo torakalne aorte koje nisu bile predkondicionirane.

Modul elastičnosti uzoraka određuje se tako da se na tri približno linearna dijela krivulje naprežanje-deformacija odredi nagib krivulje i izračuna srednja vrijednost. Tablica 2 prikazuje vrijednosti vlačne čvrstoće i modula elastičnosti za svaku krivulju prikazanu u dijagramu na slici 21. Vlačnu čvrstoću određuje program ispitnog uređaja dok je modul elastičnosti izračunat prema prethodno opisanom postupku. S obzirom na razlike u izmjerenim vrijednostima između pojedinih uzoraka, određuje se srednja vrijednost vlačne čvrstoće i modula elastičnosti, kao i standardno odstupanje od srednje vrijednosti.



Slika 21. Dijagram naprezanje-deformacija za torakalne aorte bez predkondicioniranja

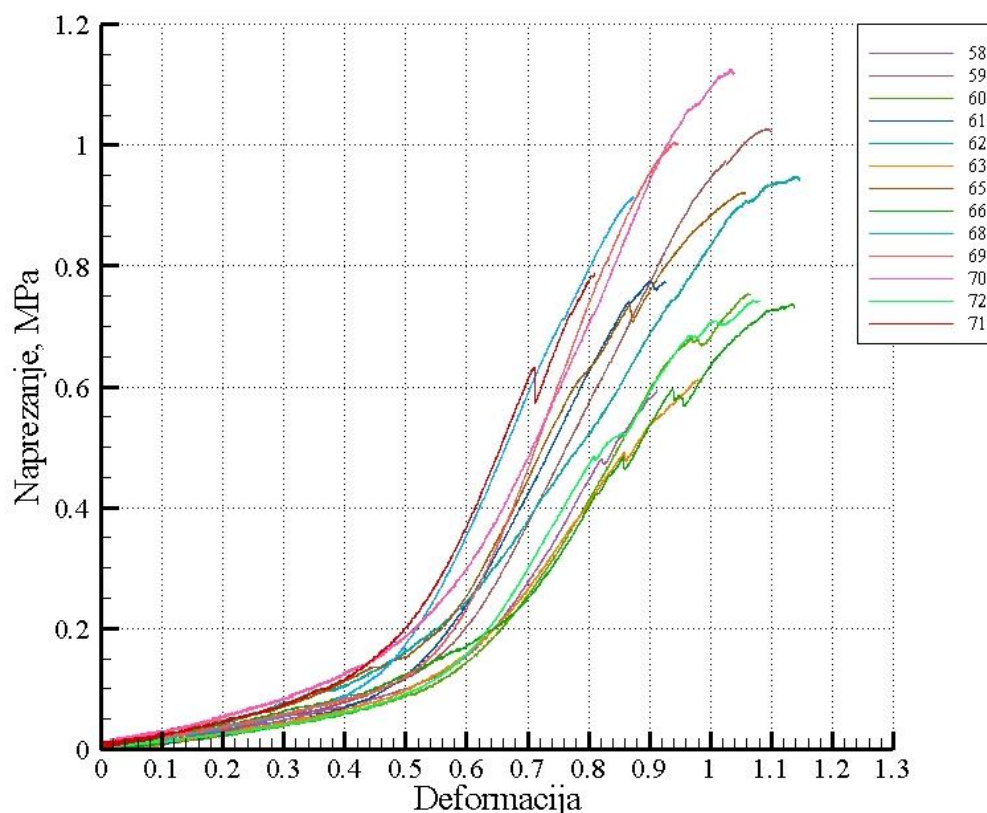
Tablica 2. Vlačna čvrstoća i modul elastičnosti torakalnih aorti bez predkondicioniranja

Uzorci bez predkondicioniranja		
Naziv uzorka	$\sigma_M$ , MPa	$E$ , MPa
38	0,890	2,16
39	0,866	2,22
40	0,797	2,02
41	0,972	1,99
42	0,648	1,37
43	0,649	1,74
44	0,722	1,81
45	0,813	1,36
46	1,121	2,12
47	0,696	1,54
Srednja vrijednost	0,817	1,83
Standardno odstupanje	0,151	0,323



### 3.1.2. Torakalne aorte s predkondicioniranjem

S obzirom da je cilj predkondicioniranja stabiliziranje i ponovljivost svojstava materijala uzoraka [18], dio aorti podvrgnut je upravo takvom ispitivanju. Na slici 22 prikazan je dijagram naprezanje-deformacija za uzorke torakalnih aorti s predkondicioniranjem.



**Slika 22. Dijagram naprezanje-deformacija za torakalne aorte s predkondicioniranjem**

Nakon predkondicioniranja očekuju se ujednačeniji rezultati, odnosno ujednačenije ponašanje uzoraka. Kako se može vidjeti na dijagramu, rezultati s predkondicioniranjem nisu značajno bolji i ujednačeniji od rezultata bez predkondicioniranja. Vrijednosti modula elastičnosti i vlačne čvrstoće dane su u tablici 3.

**Tablica 3. Vlačna čvrstoća i modul elastičnosti torakalnih aorti s predkondicioniranjem**

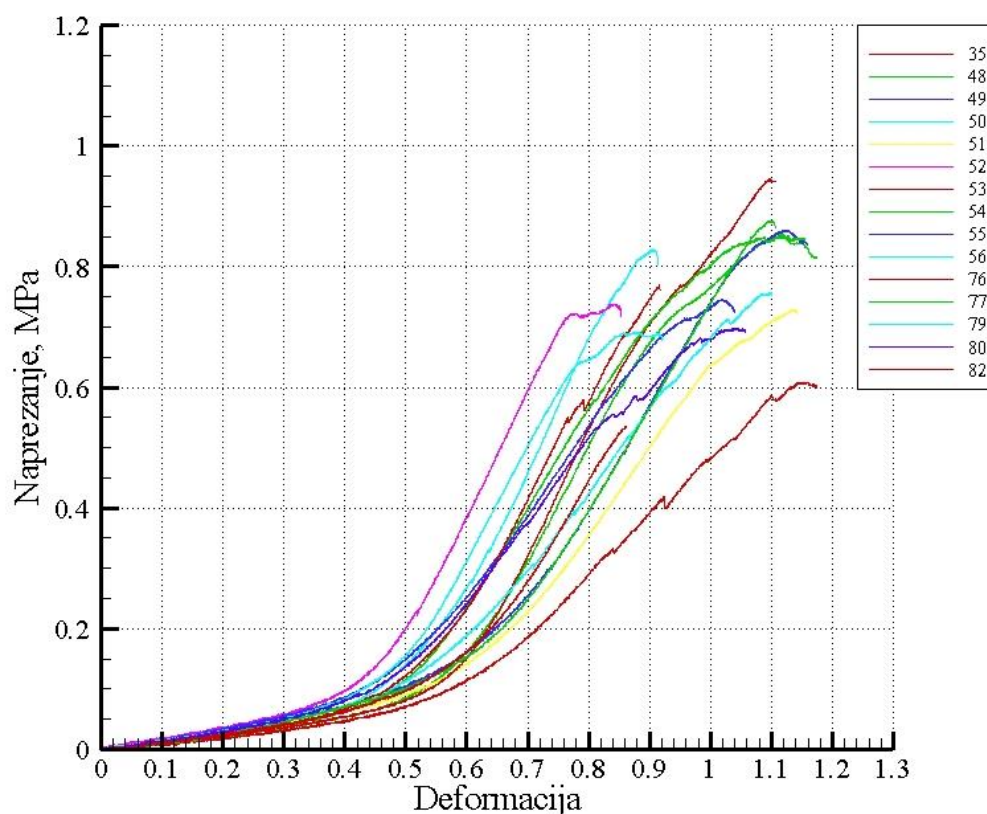
Uzorci s predkondicioniranjem		
Naziv uzorka	$\sigma_M$ , MPa	$E$ , MPa
58	0,595	1,04
59	1,027	1,28
60	0,755	1,12
61	0,775	1,27
62	0,949	1,00
63	0,613	0,95
65	0,921	1,27
66	0,737	0,98
68	0,932	1,51
69	1,005	1,69
70	1,125	1,42
71	0,788	1,58
72	0,743	1,05
Srednja vrijednost	0,844	1,24
Standardno odstupanje	0,162	0,246

Usporedbom standardnog odstupanja, može se primijeti kako je standardno odstupanje modula elastičnosti manje kod torakalnih uzoraka s predkondicioniranjem, dok to kod vlačne čvrstoće nije slučaj. Neki od uzroka mogu biti: oštećenje aorte prilikom pripreme uzorka, nepravilan prihvrat uzorka na stroju ili razlika u karakteristikama životinje od koje je uzorak dobiven.

### 3.2. Ispitivanja uzoraka abdominalne aorte

Dijagram naprezanje-deformacija za abdominalne aorte dobiven je na isti način kao i za torakalne. Slika 23 prikazuje rezultate ispitivanja 15 uzoraka sa i bez predkondicioniranja.





**Slika 23. Dijagram naprežanje-deformacija za abdominalne aorte**

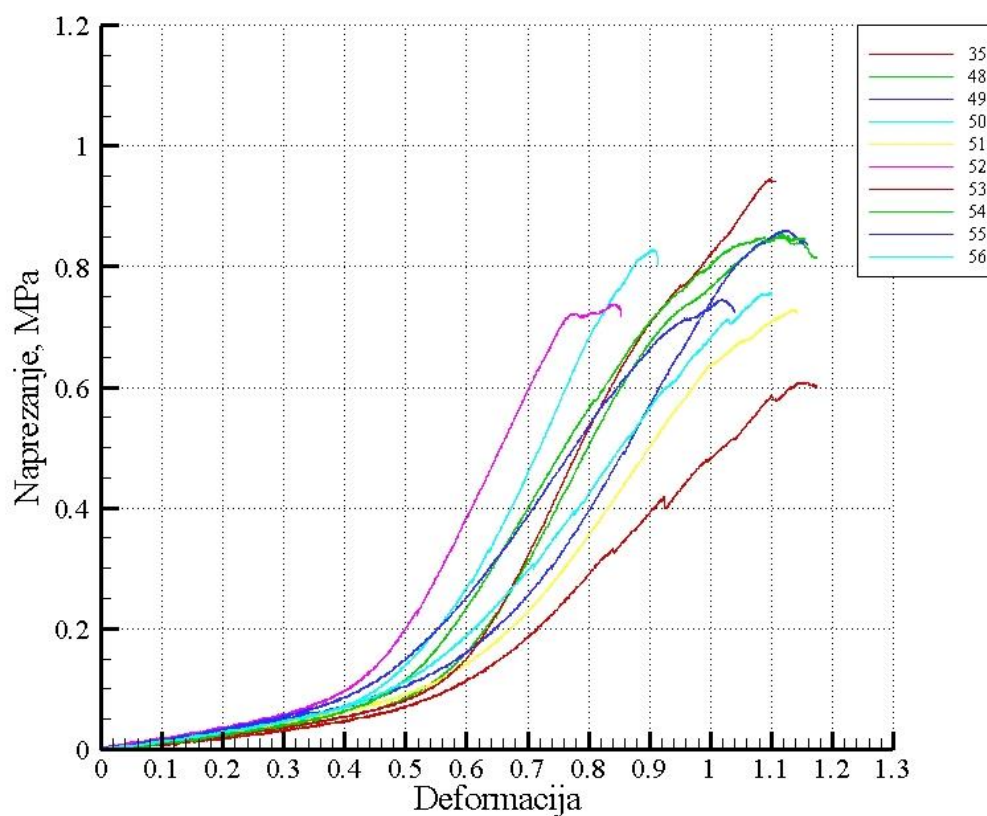
U prvom dijelu vidi se jako dobro poklapanje krivulja, dok se u drugom i trećem može primijetiti značajno odstupanje između najstrmije i najpoložitije krivulje.

Iz rezultata je izbačeno 8 uzoraka kod kojih eksperiment nije uspješno proveden pa samim time rezultati nisu pouzdani za usporedbu.

### **3.2.1. Abdominalne aorte bez predkondicioniranja**

Slika 24 prikazuje rezultate za uzorke koji nisu bili podvrgnuti predkondicioniranju. Iz dijagrama je vidljivo još veće rasipanje rezultata, odnosno veće odstupanje modula elastičnosti u usporedbi s torakalnim uzorcima.

U tablici 4 prikazane su vrijednosti vlačne čvrstoće i modula elastičnosti abdominalnih aorti bez predkondicioniranja. Standardno odstupanje modula elastičnosti znatno je veće od uzoraka torakalne aorte, dok je kod vlačne čvrstoće uz istu srednju vrijednost uočeno manje standardno odstupanje.



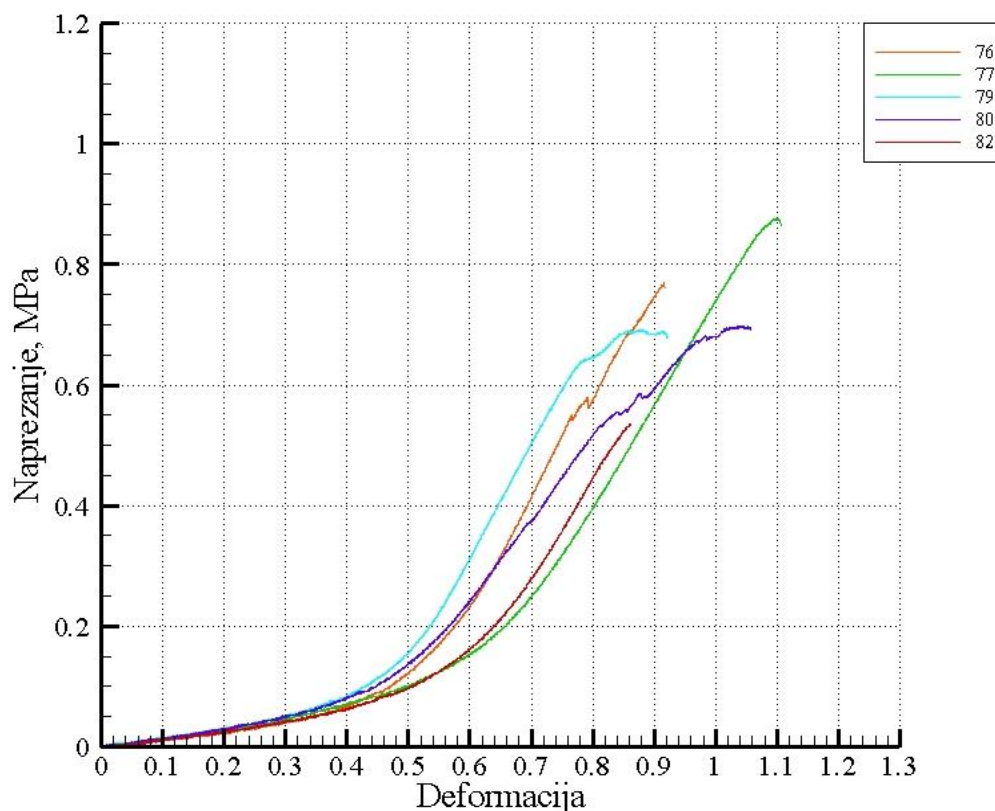
Slika 24. Dijagram naprežanje-deformacija za abdominalne aorte bez predkondicioniranja

Tablica 4. Vlačna čvrstoća i modul elastičnosti abdominalnih aorti bez predkondicioniranja

Uzorci bez predkondicioniranja		
Naziv uzorka	$\sigma_M$ , MPa	$E$ , MPa
35	0,608	1,10
48	0,849	1,82
49	0,861	1,69
50	0,829	2,12
51	0,729	1,43
52	0,738	2,02
53	0,945	1,98
54	0,853	1,61
55	0,746	1,34
56	0,757	1,23
Srednja vrijednost	0,792	1,63
Standardno odstupanje	0,095	0,352

### 3.2.2. Abdominalne aorte s predkondicioniranjem

Kod ispitivanja abdominalne aorte s predkondicioniranjem vidi se bolja ujednačenost rezultata i bolje poklapanje između uzoraka (Slika 25). Vrijednosti vlačne čvrstoće i modula elastičnosti dane su u tablici 5.



Slika 25. Dijagram naprežanje-deformacija za abdominalne aorte s predkondicioniranjem

Standardno odstupanje modula elastičnosti manje je nego kod abdominalnih aorti bez predkondicioniranja. Srednja vrijednost vlačne čvrstoće značajno je niža u usporedbi s abdominalnim aortama bez predkondicioniranja, a standardno odstupanje je veće.

**Tablica 5. Vlačna čvrstoća i modul elastičnosti abdominalnih aorti s predkondicioniranjem**

Uzorci s predkondicioniranjem		
Naziv uzorka	$\sigma_M$ , MPa	$E$ , MPa
76	0,778	1,10
77	0,877	1,08
79	0,691	1,14
80	0,697	0,87
82	0,535	1,01
Srednja vrijednost	0,716	1,04
Standardno odstupanje	0,126	0,107

### 3.3. Usporedba rezultata

Sumirani rezultati svih abdominalnih i torakalnih uzoraka aorte prikazani su u tablici 6, dok su rezultati ovisno o predkondicioniranju uzoraka dani u tablici 7. Usporedbom vrijednosti modula elastičnosti i vlačne čvrstoće abdominalnih i torakalnih aorti vidi se kako su obje vrijednosti nešto manje kod abdominalnih aorti. Srednja vrijednost modula elastičnosti kod abdominalnih aorti manja je za 4,9%, dok je vlačna čvrstoća manja za 8,6% u usporedbi s vrijednostima dobivenim iz uzoraka torakalne aorte.

**Tablica 6. Usporedba rezultata torakalnih i abdominalnih uzoraka aorte**

	Abdominalna		Torakalna	
	$\sigma_M$ , MPa	$E$ , MPa	$\sigma_M$ , MPa	$E$ , MPa
Srednja vrijednost	0,766	1,43	0,832	1,50
Standardno odstupanje	0,108	0,410	0,154	0,406

Usporedbom standardnog odstupanja modula elastičnosti u tablici 7 vidi se da rezultati ispitivanja s predkondicioniranjem uzoraka daju manje standardno odstupanje što znači da postupak predkondicioniranja ima utjecaj na ujednačenost rezultata. Iz rezultata u tablici 7 također je vidljivo da predkondicioniranje ne utječe na vlačnu čvrstoću koja je ujednačenija bez predkondicioniranja kako kod abdominalnih tako i kod torakalnih uzoraka aorti.

**Tablica 7. Usporedba rezultata uzoraka sa i bez predkondicioniranja**

	Srednja vrijednost		Standardno odstupanje	
	$\sigma_M$ , MPa	$E$ , MPa	$\sigma_M$ , MPa	$E$ , MPa
Abdominalna bez predkondicioniranja	0,792	1,63	0,095	0,352
Abdominalna s predkondicioniranjem	0,716	1,04	0,126	0,107
Torakalna bez predkondicioniranja	0,817	1,83	0,151	0,323
Torakalna s predkondicioniranjem	0,844	1,24	0,162	0,246

#### 4. STATISTIČKA OBRADA PODATAKA

Za utvrđivanje razlika između pojedinih skupina uzoraka korišten je t-test. T-test je statistički postupak osnovan na Studentovoj ili t-razdiobi. Odnosi se na testiranje statističke značajnosti razlike između dvije aritmetičke sredine. Na početku istraživanja definira se nul-hipoteza i razina značajnosti. Ako t-test pokaže da razlika među aritmetičkim sredinama nije statistički značajna, nul-hipoteza je potvrđena, a ako je razlika statistički značajna nul-hipoteza nije potvrđena.

U ovom radu provjeravano je postoji li statistički značajna razlika između modula elastičnosti i vlačne čvrstoće uzoraka koji su prije ispitivanja podvrgnuti predkondicioniranju i onih koji nisu. Također je provjereno postoji li značajna razlika mehaničkih svojstava ovisno o mjestu uzimanja uzorka iz aorte. Analiza je provedena na razini značajnosti 5%.

Analizom vrijednosti modula elastičnosti za uzorke torakalne aorte s predkondicioniranjem i bez njega utvrđeno je da postoji statistički značajna razlika između podataka ( $p = 0,0000612$ ), odnosno postoji značajna razlika u vrijednostima modula elastičnosti između torakalnih aorti koje su bile podvrgnute predkondicioniranju i onih koje nisu. Analizom vrijednosti vlačne čvrstoće uzoraka torakalne aorte utvrđeno je da ne postoji značajna razlika između uzoraka koji su prije ispitivanja bili predkondicionirani i onih koji nisu ( $p = 0,6980$ ).

Analizom uzoraka abdominalne aorte dobiveni su slični rezultati. Naime, usporedbom vrijednosti modula elastičnosti utvrđena je statistički značajna razlika između uzoraka podvrgnutih predkondicioniranju i uzoraka koji nisu bili predkondicionirani ( $p = 0,0031$ ), dok se vlačna čvrstoća ne razlikuje značajno ( $p = 0,2108$ ).

Statistička analiza pokazala je kako ne postoji značajna razlika između torakalnih i abdominalnih aorti podvrgnutih predkondicioniranju, kao ni između onih koje nisu predkondicionirane. Usporedbom rezultata svih torakalnih i svih abdominalnih uzoraka utvrđeno je kako ne postoji značajna razlika između modula elastičnosti ( $p = 0,6408$ ), kao ni vlačne čvrstoće ovisno o mjestu uzimanja uzorka iz aorte ( $p = 0,1594$ ).

## 5. ZAKLJUČAK

Cilj ovog rada bio je odrediti mehaničko ponašanje svinjske aorte uslijed jednoosnog statičkog vlačnog opterećenja. Ispitivanja su provedena na uzorcima dobivenim iz torakalnog i abdominalnog dijela svježih svinjskih aorti. Analizirani su rezultati modula elastičnosti i vlačne čvrstoće s obzirom na mjesto uzimanja uzoraka iz aorte. Obje skupine uzoraka, abdominalni i torakalni, ispitani su na dva načina. Dio uzoraka ispitan je sa, a drugi bez predkondicioniranja prije statičkog vlačnog pokusa. Predkondicioniranje je uvedeno s ciljem ublažavanja viskoelastičnog ponašanja i stabiliziranja uzoraka kako bi rasipanje rezultata bilo što manje.

Usporedba rezultata svih torakalnih i abdominalnih uzoraka pokazuje kako je srednja vrijednost modula elastičnosti i vlačne čvrstoće nešto manja kod abdominalne aorte, no statističkom analizom je dobiveno da ta razlika nije statistički značajna. Standardno odstupanje modula elastičnosti jednako je za uzorke dobivene iz torakalne i abdominalne aorte, a odstupanje vrijednosti vlačne čvrstoće nešto je manje kod abdominalne aorte.

Usporedbom rezultata uzoraka s predkondicioniranjem i bez njega utvrđeno je kako postoji statistički značajna razlika modula elastičnosti između uzoraka koji su predkondicionirani i onih koji nisu. Razlika je utvrđena kod obje skupine uzoraka, dobivenih iz torakalnog i abdominalnog dijela aorte. Predkondicionirani uzorci imaju manje standardno odstupanje modula elastičnosti odnosno ponašaju se ujednačenije. Utvrđeno je kako predkondicioniranje ne utječe na ujednačenost rezultata vlačne čvrstoće, kako kod torakalnih, tako i kod abdominalnih uzoraka.

## LITERATURA

- [1] J. D. Humphrey, A. D. McCulloch, The Cardiovascular System --- Anatomy, Physiology and Cell Biology. In G. A. Holzapfel, R. W. Ogden (Eds.), Biomechanics of Soft Tissue in Cardiovascular Systems, Vienna: Springer Vienna, (2003) 1–14.
- [2] <http://www.zzjzpgz.hr/nzl/80/aorta.htm>, preuzeto 10.2.2017.
- [3] <https://www.nhlbi.nih.gov/health/health-topics/topics/atherosclerosis>, preuzeto 10.2.2017.
- [4] P. J. Fahner, M. M. Idu, T. M. van Gulik, D. A. Legemate, Systematic review of preservation methods and clinical outcome of infrainguinal vascular allografts, Journal of Vascular Surgery. 44 (2006) 518–524.
- [5] M. D. Morasch, P. B. Dobrin, Q. S. Dong, R. Mrkvicka, Mechanics of Spatulated End-to-End Artery-to-Vein Anastomoses, Annals of Vascular Surgery. 12 (1998) 55–59.
- [6] H. Haruguchi, S. Teraoka, Intimal hyperplasia and hemodynamic factors in arterial bypass and arteriovenous grafts: a review, Journal of Artificial Organs. 6 (2003) 227–235.
- [7] <http://triadctsurgeons.com/programs/coronary-artery-bypass-grafting-cabg/>, preuzeto 10.2.2017.
- [8] G. S. Kassab, Biomechanics of the cardiovascular system: the aorta as an illustratory example, J. R. Soc. Interface. (2006) 3, 719-740.
- [9] G. A. Holzapfel, Biomechanics of Soft Tissue, Biomech preprint seires, Paper No. 7, November 2000.
- [10] M. A. Lille, J. M. Gosline, Mechanical properties of elastin along the thoracic aorta in the pig, Journal of Biomechanics. 40 (2007) 2214-2221.
- [11] A. V. Kamenskiy, I. I. Pipinos, Y. A. Dzenis, N. Y. Phillips, A. S. Desyatova, J. Kitson, R. Bowen, J. N. MacTaggart, Effects of age on the physiological and mechanical characteristics of human femoropopliteal arteries, Acta Biomaterialia. 11 (2015) 304–313.
- [12] A. C. Guyton, Fiziologija čovjeka i mehanizmi bolesti, 5. izdanje, Medicinska naklada Zagreb, 1995.
- [13] <http://my.clevelandclinic.org/health/articles/heart-blood-vessels-aorta>, preuzeto 14.2.2017.



- 
- [14] <https://www.britannica.com/science/artery>, preuzeto 2.2.2017.
- [15] M. Kobielarz, L. J. Jankowski, Experimental characterization of the mechanical properties of the abdominal aortic aneurysm wall under uniaxial tension, *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*. 51 (2013) 949-958.
- [16] <http://www.mechanicalbooster.com/2016/09/stress-strain-curve-relationship-diagram-explanation.html>, preuzeto 15.2.2017.
- [17] J. O. V. Delgadillo, S. Delorme, F. Thibault, R. DiRaddo, S.G. Hatzikiriakos, Large Deformation Characterization of Porcine Thoracic Aortas: Inverse Modeling Fitting of Uniaxial and Biaxial Tests, *J. Biomedical Science and Engineering*. 8 (2015) 717-732
- [18] D. P. Sokolis, H. Boudoulas, P. E. Karayannacos, Assessment of the aortic stress-strain relation in uniaxial tension, *Journal of Biomechanics*. 35 (2002) 1213-1223.

## **PRILOZI**

### **I. CD-R disc**